

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

THIS PAGE BLANK (USPTO)

Dental panoramic X-ray photographing apparatus

Patent Number: ☐ US4589121
Publication date: 1986-05-13
Inventor(s): MAKINO TAKAO (JP)
Applicant(s):: MORITA MFG (JP)
Requested Patent: ☐ DE3503465
Application Number: US19850695099 19850125
Priority Number(s): JP19840017895 19840201
IPC Classification:
EC Classification: A61B6/00B6, A61B6/14
Equivalents: FI850415, ☐ FI90617B, ☐ FI90617C, JP1595851C, JP2018091B, ☐ JP60160947

Abstract

A dental panoramic X-ray photographing apparatus including a rotary arm having an X-ray generator disposed at one end thereof and having an X-ray film cassette holder disposed at the other end thereof in an opposite relation with each other around an object disposed therebetween. The apparatus comprises a first control means for controlling the rotation speed of the arm by detecting the rotation position of the arm and a second control means for controlling the tube voltage and the tube current of the X-ray generator by comparing the feeding speed of the X-ray film at the X-ray film cassette holder with the residual X-ray dose which has passed the object and the film, whereby it is intended to provide the simultaneous control function of the tube voltage and the tube current, the function for automatic exposure throughout the entire teeth and the function for compensating for the density of the central portion of the front tooth region of a dental arch at the same time.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

THIS PAGE BLANK (USPTO)



DEUTSCHES
PATENTAMT

(21) Aktenzeichen: P 35 03 465.3
 (22) Anmeldetag: 1. 2. 85
 (43) Offenlegungstag: 1. 8. 85

ehördeneigentum

DE 3503465 A1

③① Unionspriorität: ③② ③③ ③④
01.02.84 JP 17895/84

71 Anmelder:
Kabushiki Kaisha Morita Seisakusho, Kyoto, JP

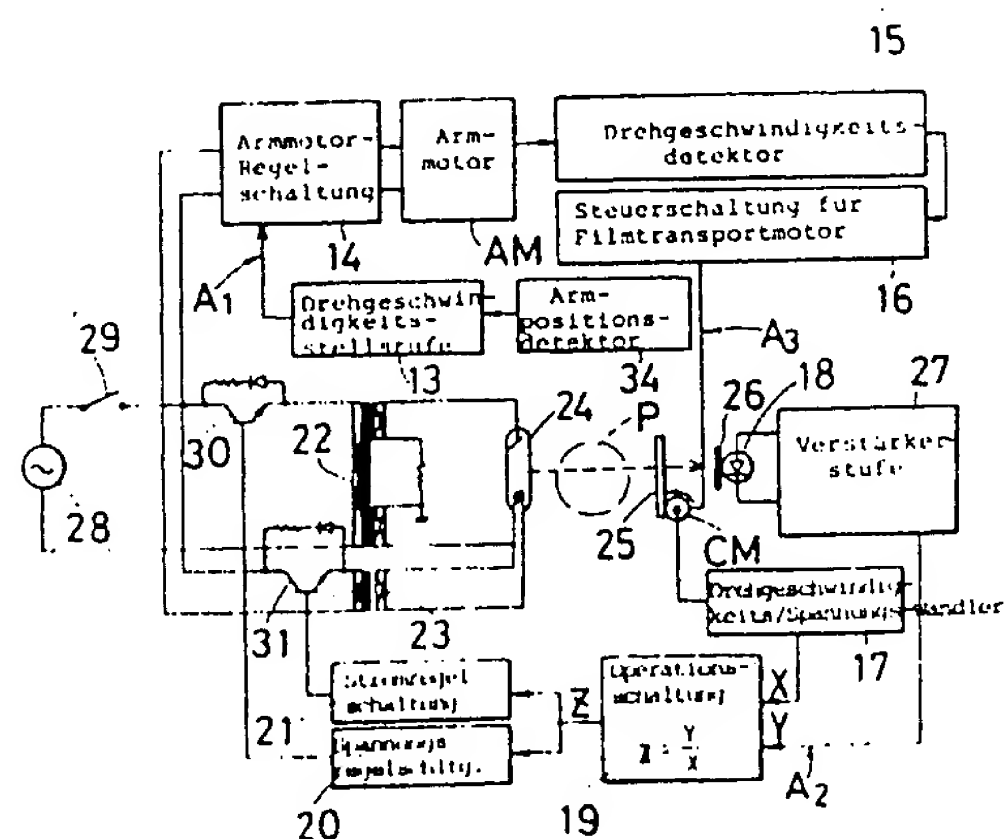
⑦4 Vertreter:
Schwan, G., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 8000 München

(72) Erfinder:
Makino, Takao, Otsu, Shiga, JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Zahnärztliche Panoramaröntgenaufnahmeeinrichtung

Zahnärztliche Panoramaröntgenaufnahmeeinrichtung mit einem Schwenkarm, an dessen einem Ende ein Röntgenstrahlgenerator und an dessen anderem Ende ein Röntgenfilmkassettenhalter sitzen, die einander bezüglich eines zwischen beiden angeordneten Aufnahmeobjekts gegenüberstehen. Es sind eine erste Reguliervorrichtung zum Beeinflussen der Drehgeschwindigkeit des Schwenkarms in Abhängigkeit von der Drehstellung des Schwenkarms und eine zweite Reguliervorrichtung zum Beeinflussen der Röhrenspannung und des Röhrenstroms des Röntgenstrahlgenerators durch Vergleichen der Transportgeschwindigkeit des Röntgenfilms in dem Röntgenfilmkassettenhalter mit der Reströntgenstrahlendosis, die das Objekt und den Röntgenfilm durchdrungen hat, vorgesehen (Fig. 3).



DE 35 03 465 A 1

PATENTANWALT DIPL.-ING. GERHARD SCHWAN

ELFENSTRASSE 32 · D-8000 MÜNCHEN 83

3503465

PAF 1200

Kabushiki Kaisha Morita Seisakusho
680 Higashihama Minami-machi, Fushimi-ku,
Kyoto-shi, Japan

Zahnärztliche Panoramaröntgenaufnahme-
einrichtung

Patentansprüche

1. Zahnärztliche Panoramaröntgenaufnahmeeinrichtung mit einem Schwenkarm, an dessen einem Ende ein Röntgenstrahlgenerator und an dessen anderem Ende ein Röntgenfilmkassettenhalter sitzen, die bezüglich eines zwischen beiden angeordneten Aufnahmeobjekts einander gegenüberstehen, gekennzeichnet durch eine erste Reguliervorrichtung (A1) zum Beeinflussen der Drehgeschwindigkeit des Schwenkarms (4) in Abhängigkeit von der Drehstellung des Schwenkarms und eine zweite Reguliervorrichtung (A2) zum Beeinflussen der Röhrenspannung und des Röhrenstroms des Röntgenstrahlgenerators durch Vergleichen der Transportgeschwindigkeit des Röntgenfilms in dem Röntgenfilmkassettenhalter (6) mit der Reströntgenstrahlendosis, die das Objekt (P) und den Röntgenfilm durchdrungen hat.
2. Zahnärztliche Panoramaröntgenaufnahmeeinrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine dritte Reguliervorrichtung (A3) zum Beeinflussen der Transportgeschwindigkeit des Röntgenfilms in Synchronismus mit der Dreh-

3503465

- 2 -

geschwindigkeit des Schwenkarms (4) aufgrund der ermittel-
ten Drehstellung des Schwenkarms.

Die Erfindung betrifft eine zahnärztliche Panoramaröntgenaufnahmeeinrichtung und insbesondere eine zahnärztliche Röntgenaufnahmeeinrichtung zur Aufnahme des gesamten Kiefers für die zahnärztliche Diagnose, mit einem Schwenkarm, an dessen einem Ende ein Röntgenstrahlgenerator und an dessen anderem Ende ein Röntgenfilmkassettenhalter sitzen, die bezüglich eines zwischen beiden angeordneten Aufnahmeobjekts einander gegenüberstehen, so daß durch Schwenken des Schwenkarms Panoramaröntgenaufnahmen hergestellt werden können.

Aus der JP-OS 58-83939 ist eine zahnärztliche Panoramaröntgenaufnahmeeinrichtung mit einem Funktionsgenerator bekannt, der die Geschwindigkeit der Aufnahmeeinheit bestimmt, um den Regulierbereich der Röntgenröhrenspannung vergleichsweise herabzusetzen, wenn die Röntgenröhrenspannung als Dosisausgangsregelwert verwendet wird. Dabei wird von dem Funktionsgenerator diejenige Geschwindigkeitsverteilung (Geschwindigkeitsmuster) eingespeichert, die gewährleistet, daß der Röntgenfilm mit einer konstanten Röntgendosis beaufschlagt wird. Die bekannte Vorrichtung erwies sich als brauchbar; es bleiben jedoch noch die folgenden Probleme zu lösen:

- (1) Die Drehgeschwindigkeit des Schwenkarms der Einrichtung wird durch das von dem Funktionsgenerator kommende Signal bestimmt. Wenn es jedoch zu einer Versetzung der Drehstellung des Schwenkarms kommt, erfolgt eine Änderung der Drehgeschwindigkeit des Schwenkarms in einer gegenüber der richtigen Position versetzten Position. Wenn beispielsweise die Drehgeschwindigkeit bei einer Stellung vermindert wird, die gegenüber der zum Aufneh-

men des Frontzahnbereichs geeigneten richtigen Stellung geringfügig versetzt ist, und die Röntgendosis gesteigert wird, nimmt die Schwärzung des auf dem Film ausgebildeten Bildes an anderen Positionen als dem Frontzahnbereich zu, während sie in anderen Stellungen abnimmt. Wenn außerdem der Schwenkarm in eine Zwischenstellung gedreht und von dort aus irgendeinem Grund in die Startposition zurückgebracht wird, muß die Drehgeschwindigkeit des Schwenkarms gleichfalls auf die Drehstellung des Schwenkarms ansprechen.

- (2) Weil die Transportgeschwindigkeit des Röntgenfilms nicht mit der durchgelassenen Röntgendosis verglichen wird, kann es dazu kommen, daß wegen eines Schlupfs der mechanischen Teile und/oder infolge von Nachlauf Fehlern des Motors keine befriedigenden Aufnahmen hergestellt werden.
- (3) Weil keine selbsttätige Steuerung oder Regelung des Röhrenstromes der Einrichtung erfolgt, ist die Einrichtung nicht in der Lage, starken Änderungen der Zahnform zu folgen, die beispielsweise auf das Nichtvorhandensein von Kieferknochenteilen zurückzuführen ist.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine zahnärztliche Panoramaröntgenaufnahmeeinrichtung zu schaffen, die es erlaubt, die vorstehend diskutierten Probleme auszuräumen. Allgemein soll es die Einrichtung erlauben, gleichzeitig die Röhrenspannung und den Röhrenstrom in der gewünschten Weise zu beeinflussen, für sämtliche Zähne eine selbsttätige Belichtungsregelung zu bewirken und eine Kompensation bezüglich der Dichte oder Schwärzung im mittleren Teil des

Frontzahnbereichs des Zahnbogens herbeizuführen.

Diese Aufgabe wird mit den Maßnahmen des Patentanspruchs 1 gelöst. Der Patentanspruch 2 hat eine bevorzugte weitere Ausgestaltung der Erfindung zum Inhalt.

Die Erfindung ist im folgenden anhand von bevorzugten Ausführungsbeispielen näher erläutert. In den beiliegenden Zeichnungen zeigen:

- Fig. 1 im Schnitt eine Seitenansicht einer Panoramaröntgenaufnahmeeinrichtung nach der Erfindung,
- Fig. 2 eine Draufsicht auf die Einrichtung gemäß Fig. 1,
- Fig. 3 ein Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen Panoramaröntgenaufnahmeeinrichtung,
- Fig. 4 und 5 Schaltbilder ähnlich Fig. 3, die weitere Schaltungseinzelheiten erkennen lassen, sowie
- Fig. 6 und 7 weitere Beispiele von vorliegend geeigneten Rückführungs-Regelgliedern.

Die in den Fig. 1 und 2 veranschaulichte zahnärztliche Panoramaröntgenaufnahmeeinrichtung weist eine Hauptwelle 1 auf, die von einem Träger 2 nach unten reicht. Auf der Hauptwelle 1 ist über ein Lager 3 ein Schwenkarm 4 in waagrechter Ebene frei drehbar gelagert. Ein Röntgenstrahlgenerator 5 sitzt am einen Ende des Schwenkarms 4, während ein Röntgenfilmkasset-

tenhalter 6 am anderen Ende des Schwenkarms dem Röntgenstrahlgenerator 5 diametral gegenüberstehend angeordnet ist. Während des Aufnehmens führt der Schwenkarm 4 eine Drehbewegung aus, im Verlauf deren der Röntgenstrahlgenerator 5 und der Kassettenhalter 6 um ein zwischen beiden angeordnetes Objekt P herumgeführt werden, während ein in dem Röntgenfilmkassettenhalter 6 untergebrachter Röntgenfilm in Synchronismus mit der Drehgeschwindigkeit des Schwenkarms transportiert wird. An dem Schwenkarm ist ein Armmotor AM zum Verschwenken des Schwenkarms 4 befestigt. Auf der Abtriebswelle 7 des Motors AM sitzt ein Ritzel 8. Mit dem unteren Ende der Hauptwelle 1 ist eine Aufnahmeplatte 9 fest verbunden. An der Unterseite der Platte 9 ist eine Zahnstange 10 angebracht, die im wesentlichen konzentrisch zu der Hauptwelle 1 verläuft. Das Ritzel 8 und die Zahnstange 10 stehen in Kämmeingriff miteinander. Wenn der Motor AM läuft, wälzt sich das Ritzel 8 auf der Zahnstange 10 ab, wodurch der Schwenkarm 4 zu einer Drehbewegung gezwungen wird.

Auf dem Schwenkarm 4 sitzt ferner ein Filmtransportmotor CM zum Transportieren des Röntgenfilms. Eine Nockenplatte 11 sitzt abnehmbar auf der Aufnahmeplatte 9. Beim Drehen des Schwenkarms 4 drückt die Nockenplatte 11 auf einen Stößel 12, wodurch der Widerstandswert eines veränderbaren Widerstands VR1 (Fig.1) einer Armpositionsdetektorschaltung 34 (Fign. 3, 4 und 5) geändert wird. Aufgrund dieser Widerstandsänderung wird die Drehstellung des Schwenkarms 4 in Form eines elektrischen Drehstellungssignals erfaßt. Mit diesem Drehstellungssignal wird eine Stellstufe 13 für die Drehgeschwindigkeit des Schwenkarms beaufschlagt, und ein der jeweiligen Drehstellung entsprechender Drehgeschwindigkeitsbefehl geht an eine Armmotor-Regelschaltung 14, um den Motor AM auf die jeweils zweckentsprechende Drehgeschwindigkeit einzuregeln. Auf diese Weise arbeitet die erste Regulier-

Vorrichtung A1.

Der Motor AM ist mit einem Drehgeschwindigkeitsdetektor 15 verbunden, bei dem es sich beispielsweise um einen Tachogenerator oder eine Kombination aus einem Impulsgenerator und einem Zähler handeln kann. Das Drehgeschwindigkeitssignal des Motors AM wird ständig erzeugt und einer Steuerschaltung 16 für den Filmtransportmotor CM zugeführt. Auf diese Weise wird die Transportgeschwindigkeit des Filmtransportmotors CM proportional zu der Drehgeschwindigkeit des Motors AM synchron geändert, die ihrerseits proportional der Drehgeschwindigkeit des Schwenkarms und damit der Schwenkgeschwindigkeit des Röntgenstrahlengenerators 5 ist. Auf diese Weise kann die Transportgeschwindigkeit des Röntgenfilms auf geeignete Weise reguliert werden. Dies stellt die Arbeitsweise der dritten Reguliervorrichtung A3 der Panoramaröntgenaufnahmeeinrichtung dar.

Bei der zweiten Reguliervorrichtung A2 der Panoramaröntgenaufnahmeeinrichtung wird die Röntgenfilmtransportgeschwindigkeit mittels eines Drehgeschwindigkeits/Spannungs-Wandlers 17 erfaßt, bei dem es sich beispielsweise um ein Niedergeschwindigkeitstachometer handeln kann. Ein photoelektrischer Wandler 18 (Fig. 3, 4 und 5) erfaßt dagegen die Reströntgendosis, die durch das Objekt P und den Röntgenfilm 25 hindurchgedrungen ist. Auf die Ausgangssignale beider Wandler 17, 18 wirkt eine Operationsschaltung 19 derart ein, daß eine gleichzeitige Regelung der Hochspannung der Röntgenröhre und des Röntgenröhrenstroms mit Hilfe von Regelschaltungen 20 bzw. 21 erfolgt. Der Röntgenstrahlgenerator 5 besteht aus einem Hochspannungstransformator 22, einem Heiztransformator 23 und einer Röntgenröhre 24, die in einem zweckentsprechenden

den Kopf untergebracht sind. Diesem Kopf steht der Röntgenfilmkassettenhalter 6 mit dem Röntgenfilm 25 diametral gegenüber. Der Wandler 17 ermittelt die Transportgeschwindigkeit des Röntgenfilms 25 und gibt ein elektrisches Signal ab, das dieser Geschwindigkeit entspricht. Eine Fluoreszenzplatte 26 emittiert Licht, wenn sie von Röntgenstrahlen angeregt wird, die das Objekt P und den Röntgenfilm 25 durchlaufen haben. Der photoelektrische Wandler 18 gibt ein elektrisches Signal ab, das von der Helligkeit der Lichtemission der Fluoreszenzplatte 26 abhängt. Eine Verstärkerstufe 27 verstärkt das Ausgangssignal des photoelektrischen Wandlers 18. Das Ausgangssignal des Drehgeschwindigkeits-/Spannungs-Wandlers 17 und das von der Verstärkerstufe 27 verstärkte Ausgangssignal des photoelektrischen Wandlers 18 gehen der Operationsschaltung 19 zu. Die Operationsschaltung 19 gibt ein Signal entsprechend dem Verhältnis der beiden Ausgangssignale der Wandler ($Z = Y/X$) ab. Die Primärwicklung des Hochspannungstransformators 22 und die Primärwicklung des Heiztransformators 23 sind mit einer Wechselspannungsquelle 28 über einen Ein/Aus-Schalter 29 verbunden. Ein Regeltransistor 30 liegt im Primärkreis des Hochspannungstransformators 22, während ein Regeltransistor 31 im Primärkreis des Heiztransformators 23 liegt. Der Hochspannungstransformator 22 und der Heiztransformator 23 werden geregelt, indem die Basisvorspannungen (und damit die Stromflußwinkel) der Regeltransistoren 30 und 31 geändert werden. Für diesen Zweck geht das Ausgangssignal der Operationsschaltung 19 sowohl der Röhrenspannungs-Regelschaltung 20 als auch der Röhrenstrom-Regelschaltung 21 zu, und die genannten Basisvorspannungen werden von diesen Schaltungen 20, 21 eingestellt.

Beim Einsatz der erläuterten Röntgenaufnahmeeinrichtung wird die Drehgeschwindigkeits-Stellstufe 13 der ersten Regulier-
vorrichtung A1 so eingestellt, daß die Drehgeschwindigkeit
des Schwenkarms 4 im Frontzahnbereich niedriger als in ande-
ren Bereichen ist. Diese Einstellung ist notwendig, um die
maximale Dosierung der auf den Frontzahnbereich auftreffen-
den Röntgenstrahlen zu kompensieren, die andernfalls mögli-
cherweise nicht ausreichen, um befriedigende Röntgenbilder zu
erzielen, weil die Röntgenstrahlen durch die Nackenwirbel des
Patienten hindurchtreten, wenn der Frontzahnbereich aufgenom-
men wird. Mit anderen Worten, die Drehgeschwindigkeit des
Schwenkarms 4 wird im Frontzahnbereich herabgesetzt, um die
unzureichende Röntgenstrahlenintensität dadurch zu kompen-
sieren, daß die Röntgenbestrahlungsdosis erhöht wird. Dies
stellt die sogenannte Frontzahnbereich-Schwärzungskompensa-
tion dar. Von der zweiten Reguliervorrichtung A2 wird das
Verhältnis zwischen der Röhrenspannung und dem Röhrenstrom
zweckentsprechend bestimmt. Das heißt, die Schaltungsstufen
der Fig. 3 sind so ausgelegt, daß die Regelschaltungen 20
und 21 für eine bestimmte Relation zwischen der Röhrenspan-
nung und dem Röhrenstrom sorgen. Beispielsweise fließt ein
Röhrenstrom von 5 mA, wenn eine Röhrenspannung von 60 kV an-
gelegt wird, während bei Anlegen einer Röhrenspannung von
80 kV ein Röhrenstrom von 10 mA fließt. Das Verhältnis ist
anhand von klinischen Daten festzulegen.

Wenn der Röntgenaufnahmeprozess beginnt, wird das Ausgangssig-
nal des veränderbaren Widerstands VR1 mittels der sich zusam-
men mit dem Schwenkarm 4 drehenden Nockenplatte 11 geändert,
und es wird ein Schwenkarm-Drehstellungssignal abgegeben. Der
Motor AM wird auf diese Weise derart gesteuert, daß der Schwenk-
arm 4 mit einer Drehgeschwindigkeit geschwenkt wird, welche dem
Stellungssignal entspricht. Die Drehgeschwindigkeit des Motors

AM wird der dritten Reguliervorrichtung A3 zugeführt, und die Drehgeschwindigkeit des Filmtransportmotors CM wird in Abhängigkeit von der Drehgeschwindigkeit des Motors AM geändert. Infolgedessen kann der Röntgenfilm 25 mit einer Geschwindigkeit transportiert werden, welche der Drehgeschwindigkeit des Schwenkarms 4 entspricht. Die Röntgenstrahlen treten durch die Zähne des Patienten (Objekt P) hindurch und belichten den Röntgenfilm 25 unter Ausbildung von Röntgenbildern auf dem Film. Wenn die Fluoreszenzplatte 26 durch die Reströntgendosis angeregt wird, die den Film durchdringt, emittiert sie Licht; der Operationsschaltung 19 der Reguliervorrichtung A2 geht ein elektrisches Signal zu, das der Helligkeit des von der Fluoreszenzplatte 26 emittierten Lichts und damit der Röntgenstrahlintensität entspricht. Gleichzeitig wird die Operationsschaltung 19 mit dem Transportgeschwindigkeitssignal beaufschlagt, d.h. einem Signal, das der Geschwindigkeit entspricht, mit welcher der Röntgenfilm von dem Filmtransportmotor CM transportiert wird. Die Operationsschaltung 19 bildet das Verhältnis der beiden Eingangssignale ($Z = Y/X$) und führt dieses Verhältnissignal den beiden Regelschaltungen 20 und 21 zu. Die Regelschaltungen 20, 21 vergleichen den von der Operationsschaltung 19 angelieferten Verhältniswert mit ihren jeweiligen Verhältnis-Sollwerten. Der Hochspannungstransformator 22 und der Heiztransformator 23 werden durch Änderung der Basisvorspannungen der Regeltransistoren 30 und 31 derart angesteuert, daß der von der Operationsschaltung 19 kommende Verhältniswert mit dem Verhältnis-Sollwert übereinstimmt. Durch Ändern der Spannung und des Heizstroms, die der Röntgenröhre 24 zugeführt werden, erfolgt eine Beeinflussung der Röhrenspannung und des Röhrenstroms gleichzeitig derart, daß das Ausgangssignal ($Z = Y/X$) der Operationsschaltung 19 konstant gehalten wird. Aufgrund dieser Rückführungsregelung wird eine feste Beziehung zwischen der Röhrenspannung und dem Röhrenstrom (beispiels-

weise 60 kV und 5 mA) aufrechterhalten, auch wenn beide Werte sich ändern. Dadurch, daß der Wert Z konstant gehalten wird, wird ein Röntgenbild von bester Güte und hervorragendem Kontrast erhalten. Wenn die Röntgenstrahlen auf den Frontzahnbereich auffallen, wird die Drehgeschwindigkeit des Motors AM aufgrund der Erfassung der Drehstellung des Schwenkarms 4 vermindert; die Drehgeschwindigkeit des Schwenkarms 4 wird herabgesetzt. Infolgedessen wird die Röntgenbestrahlungsdosis im Frontzahnbereich erhöht, um die Röntgenstrahlungsdosis zu kompensieren, die beim Durchtritt der Röntgenstrahlen durch die Nackenwirbel verloren geht. Die Röntgenbestrahlungsdosis im Frontzahnbereich wird auf diese Weise nahezu gleich derjenigen im Bereich der Backenzähne gehalten. Es kann so ein Bild von gleichförmiger Schwärzung erzielt werden.

Weitere Schaltungseinzelheiten ergeben sich aus den Fign. 4 und 5. Bei der Schaltungsauslegung gemäß Fig. 4 wird ein Komparator benutzt, um das Ausgangssignal der Operationsschaltung 19 mit dem Sollwert zu vergleichen, der derart gewählt ist, daß am besten geeignete Werte für die Röhrenspannung und den Röhrenstrom erzielt werden. Die Röhrenspannung und der Röhrenstrom werden über den zugehörigen Regeltransistor 30 für die Röhrenspannung bzw. 31 für den Röhrenstrom beeinflusst, die auf der Primärseite des Hochspannungstransformators 22 bzw. des Heiztransformators 23 liegen. Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 5 werden die Ist-Röhrenspannung und der Ist-Röhrenstrom der Röntgenröhre 24 erfaßt und entsprechende Signale gehen den Regelschaltungen 20 und 21 zu. Durch den Vergleich zwischen dem von der Operationsschaltung 19 zurück-

geführten Wert mit dem Bezugswert (Sollwert) wird die Rückführungsregelung dahingehend kompensiert, daß die Aufnahme des Röntgenbildes nicht durch eine Änderung der Versorgungsspannung beeinträchtigt wird, selbst wenn die Ist-Röhrenspannung und der Röhrenstrom aufgrund einer Änderung der Versorgungsspannung geändert werden.

Bei den Schaltungen gemäß den Fign. 3, 4 und 5 sind Regeltransistoren 30 und 31 vorgesehen, um die Röhrenspannung bzw. den Röhrenstrom zu regeln. An Stelle der Transistoren 30, 31 können beliebige andere Regelglieder vorgesehen werden, beispielsweise Thyristoren gemäß Fig. 6 und Triacs entsprechend Fig. 7.

Die Nockenplatte 11 und der veränderbare Widerstand VR1, die dazu dienen, die Drehstellung des Schwenkarms zu erfassen, lassen sich durch eine Scheibe, einen Impulsgenerator und einen Zähler ersetzen. Dabei kann der Impulsgenerator Impulse erzeugen, indem vorbestimmte Oberflächenkonfigurationen (konvexe und konkave Teile) und auf der Scheibe angebrachte Markierungen gelesen werden. Die Erfindung läßt sich infolgedessen sowohl bei analogen als auch bei digitalen Signalverarbeitungssystemen anwenden. Statt den Motor AM mit dem Schwenkarm zu verbinden, kann auch ein von dem Schwenkarm gesonderter Motor vorgesehen werden, wie dies aus der JP-OS 56-83335 bekannt ist. Die Bildschwärzung des Röntgenfilms kann durch eine gleichzeitige Rückführungsregelung der Röhrenspannung und des Röhrenstroms gleichförmig gehalten werden, um Hochqualitätsbilder zu erhalten und dem Zahnarzt eine exakte Diagnose zu erlauben. Da es außerdem nicht notwendig ist, wie bei bekannten Geräten die Röhrenspannung oder den Röhrenstrom auf einen Festwert vor einzustellen, kommt es zu keinen Einstellfehlern. Es werden immer Bilder hoher Güte

erzielt, die eine exakte Diagnose gestatten. Aufnahmen brauchen infolgedessen nicht wiederholt zu werden. Dadurch wird eine unnötig hohe Strahlungsbelastung des Patienten verhindert. Weil ferner das Verhältnis der durchgelassenen Röntgenstrahlungsdosis und der Filmtransportgeschwindigkeit konstant gemacht wird, kommt es zu einer gleichförmigeren Filmschwärzung. Die Anordnung zur gleichzeitigen Regelung der Röhrenspannung und des Röhrenstroms führt zu einer automatischen Belichtungssteuerung. Durch die Regulierung der Drehgeschwindigkeit des Schwenkarms werden Schwärzungsschwankungen von Bildern des Frontzahnbereichs kompensiert. Aufgrund des Einsatzes dieser beiden Reguliervorrichtungen kann das Verhältnis zwischen der Röhrenspannung und dem Röhrenstrom geändert werden; auch das Drehgeschwindigkeitsprofil des Schwenkarms läßt sich entsprechend individuellen Unterschieden der Zahnbereiche jedes Patienten ändern. Infolgedessen ist der Anwendungsbereich der Röntgenaufnahmevorrichtung nach der Erfindung besonders groß. Es werden einwandfreie Röntgenaufnahme innerhalb eines weiten dynamischen Bereichs erzielt.

Num

35 03 465

Int. Cl.³:

A 61 B 6/14

Anmeldetag:

1. Februar 1985

Offenlegungstag:

1. August 1985

17.

FIG. 1

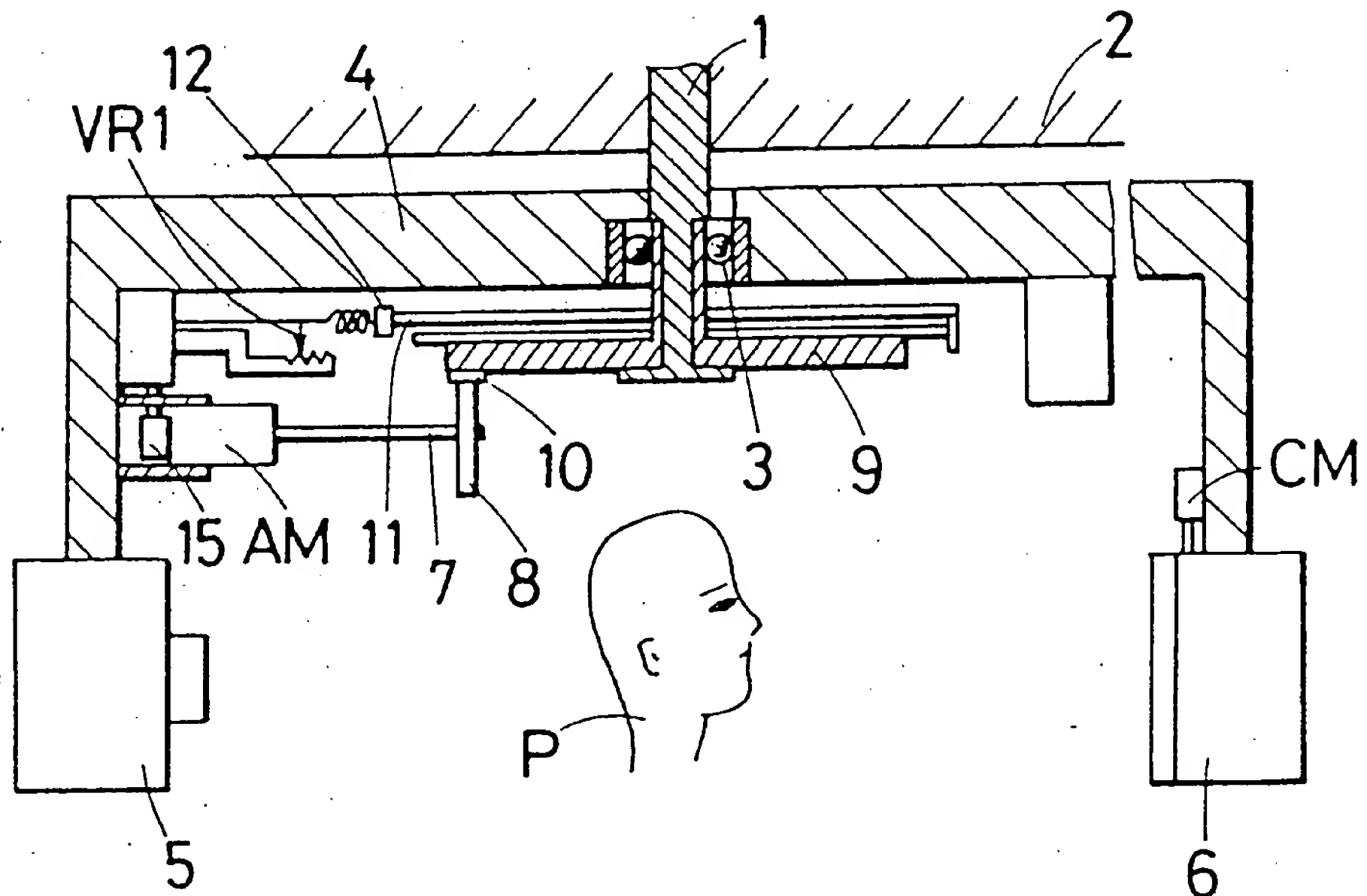


FIG. 2

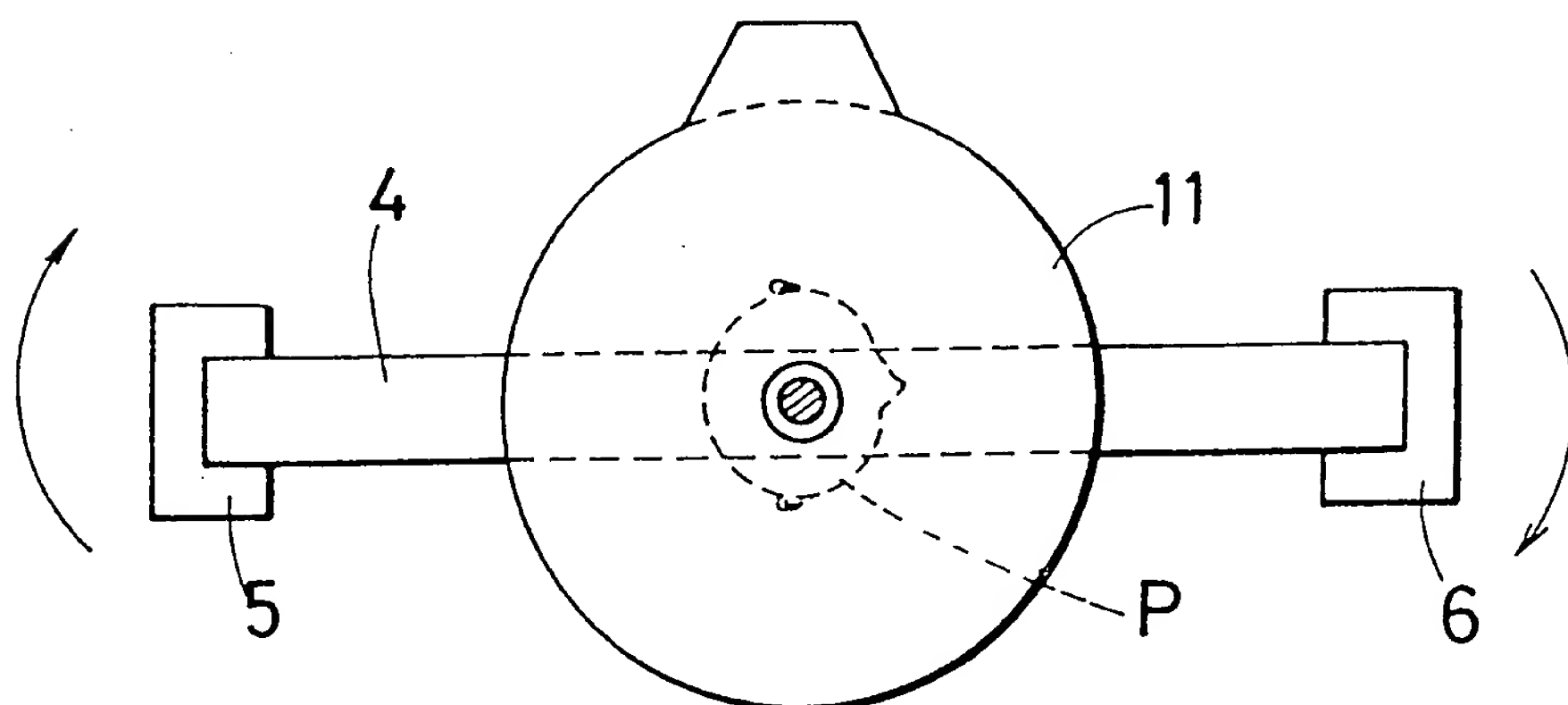


FIG. 3

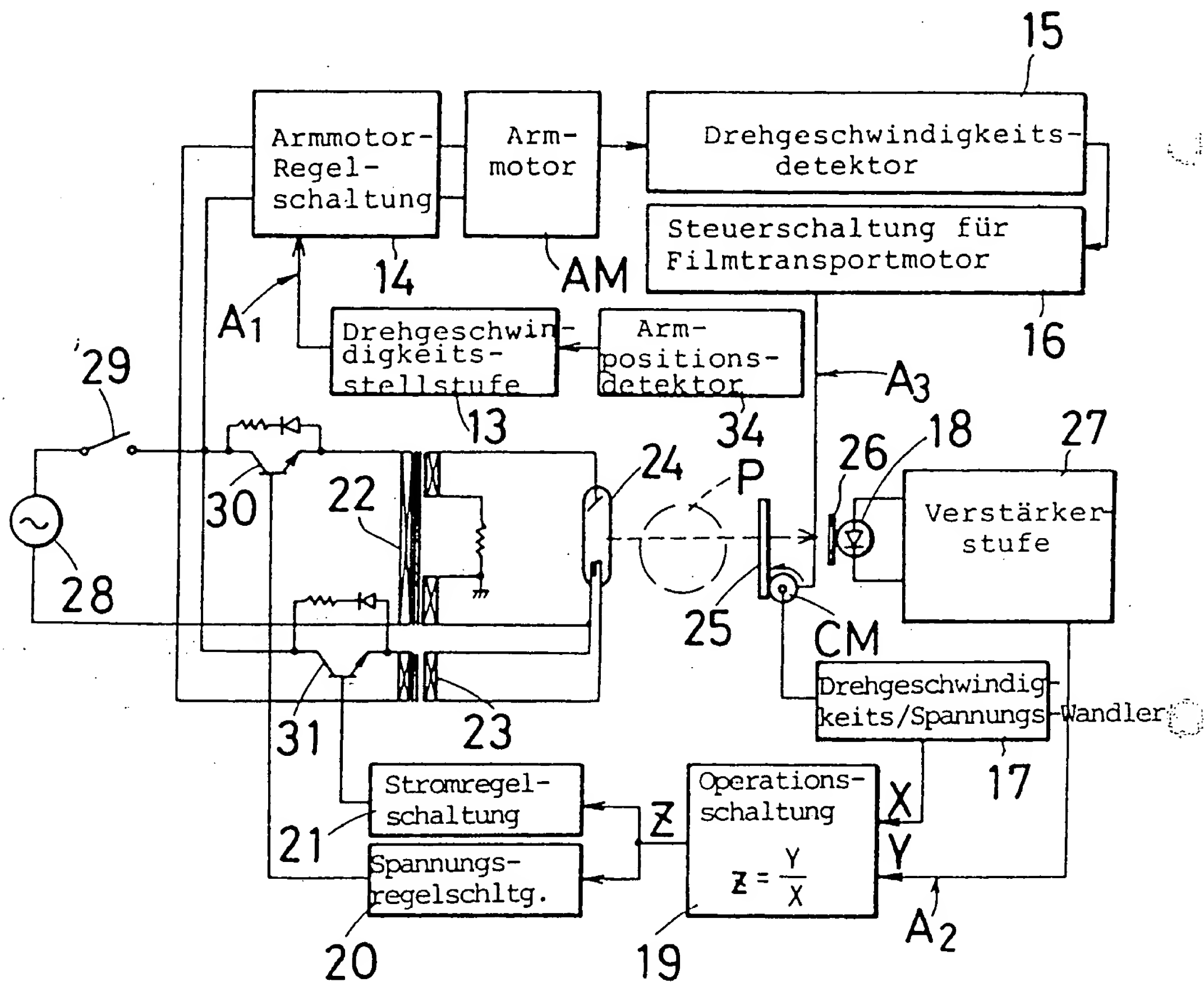


FIG. 4

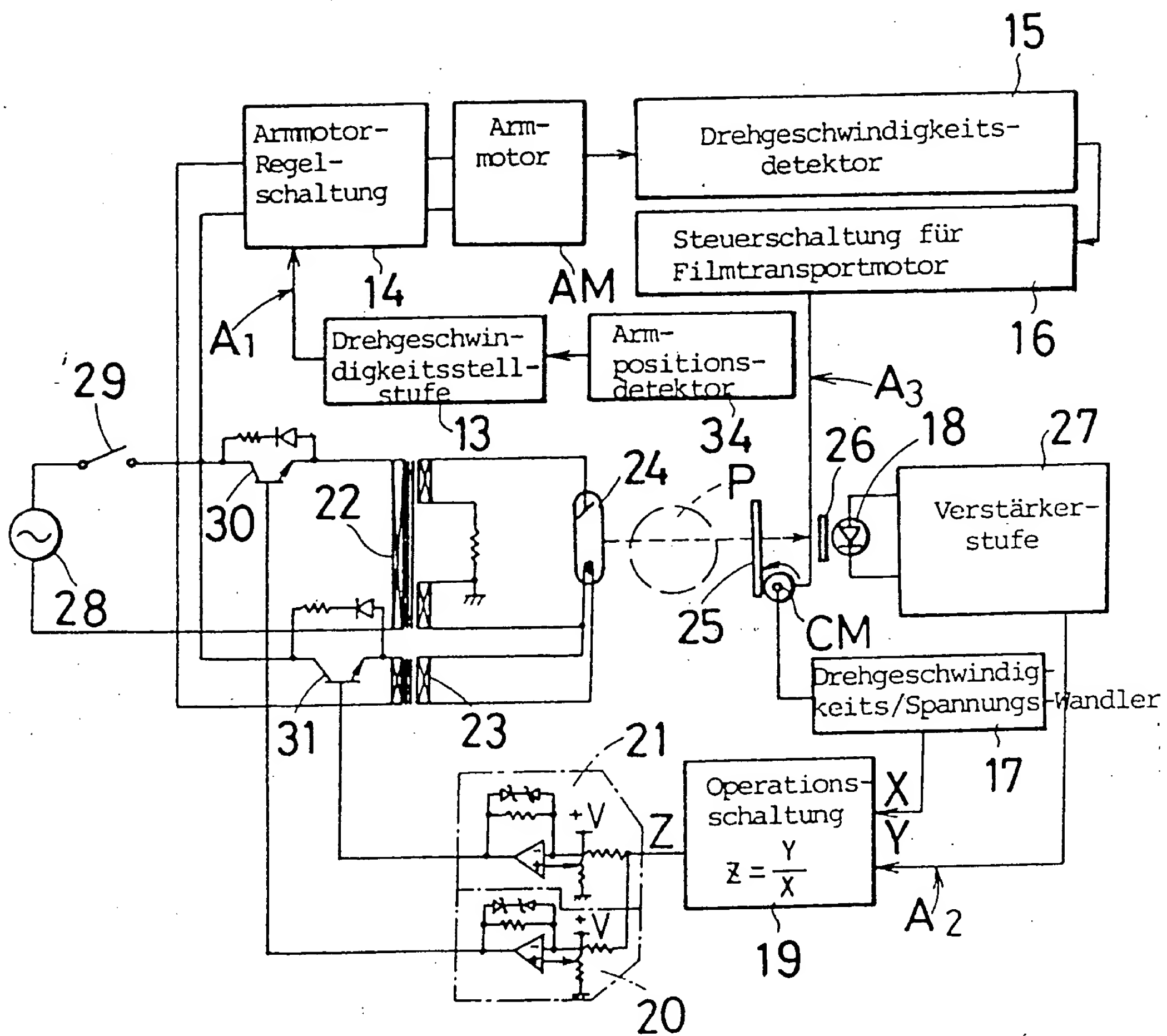


FIG. 5

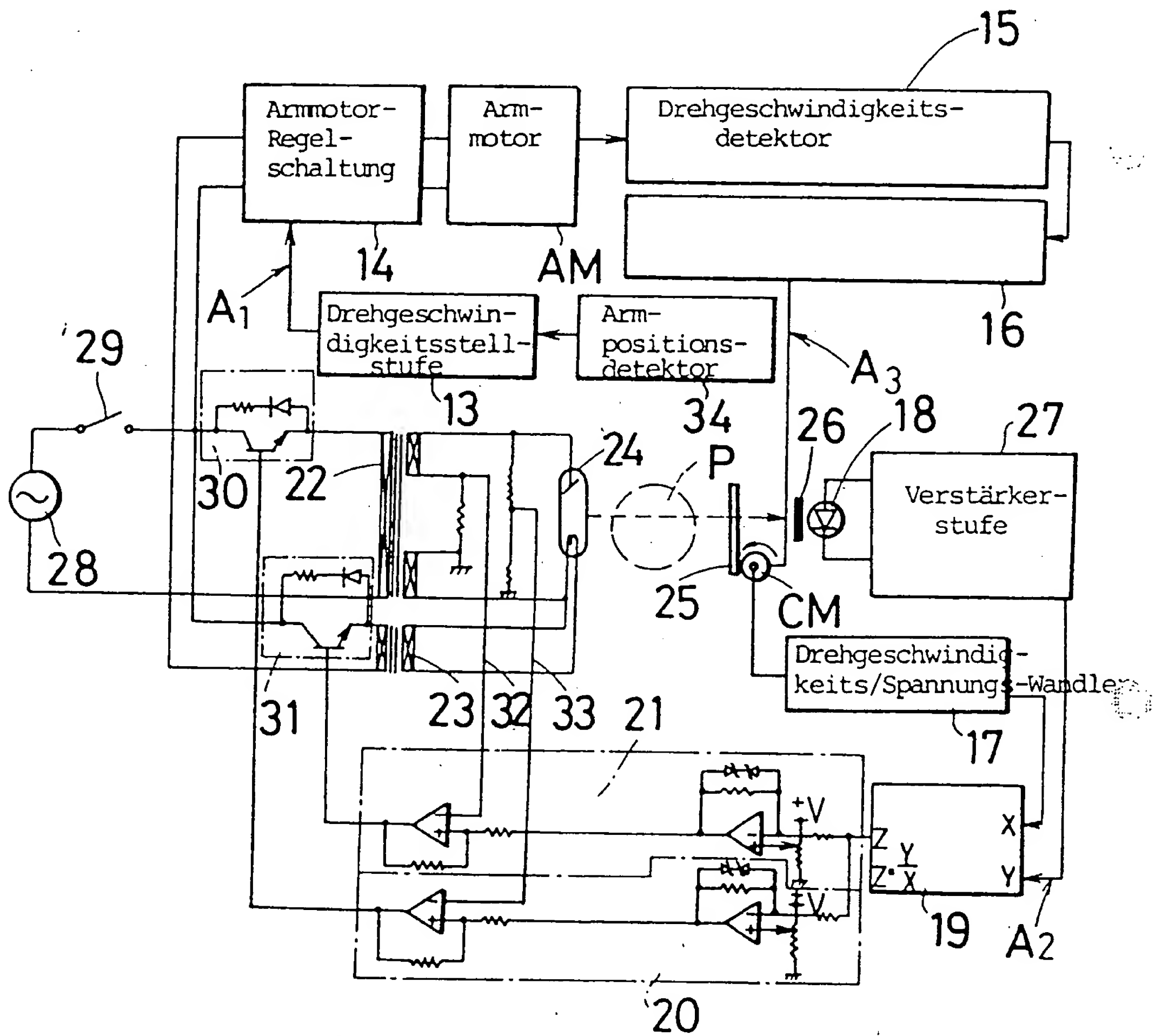


FIG. 6

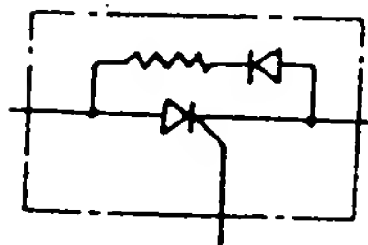


FIG. 7

